

脊髄小脳変性症患者の歩行解析

Gait Analysis of Spinocerebellar Degeneration Patients

○ 所 宏美 (信州大) 岡野 透 (信州大) 正 橋本 稔 (信州大)
吉田 邦広 (信州大) 中村 昭則 (信州大) 中村 勝哉 (信州大)

Hiromi TOKORO, Shinshu University, 14fm321g@shinshu-u.ac.jp
Toru OKANO, Shinshu University
Minoru HASHIMOTO, Shinshu University
Kunihiro YOSHIDA, Shinshu University
Akinori NAKAMURA, Shinshu University
Katsuya NAKAMURA, Shinshu University

This study focused on gait analysis of patients with spinocerebellar degeneration (SCD) for the purpose of clinical application of robotic wear to SCD patients. The aim of this study was to investigate the physiological mechanisms underlining unsteady gait of SCD. We evaluated quantitatively and compared gait parameters in four SCD patients and two healthy control individuals (NC). The evaluations included lower joint angle (hip, knee, ankle), Center of Gravity (COG) and time factor (stance phase time, gait cycle time, double supporting phase, rate of double supporting phase). As a result, joint angle of knee and ankle showed significant differences between SCD and NC (** $p < 0.01$). COG and time factor except rate of double supporting phase showed significant differences (* $p < 0.05$). These data will be of value to see how gait assist to SCD patients can be achieved by robotic wear.

Key Words: Gait analysis, Spinocerebellar degeneration, Robotic wear

1. 緒言

脊髄小脳変性症 (spinocerebellar degeneration, 以下 SCD) は我が国に比較的多い神経難病の 1 つである。SCD 患者の主症状は歩行時のふらつきであり、歩行速度は遅くなり、かつ歩行リズムも不規則になる[1]。

一方、我々の研究室では、人間の動きに同調して歩行をアシストする歩行補助装置 (ロボティックウェア) の研究を行ってきた[2]。

本研究は、このロボティックウェアを用いて SCD 患者の歩行を安定させるためには、どのようなアシストをしたらよいかを検討することを目的とした。ここでは健常者の歩行を安定な歩行と設定し、それと比較することにより SCD 患者の歩行の不安定性の要因を検討した。

2. 実験

今回は評価項目として、下肢の関節角度 (股関節・膝関節・両脚支持期時間・両脚支持期時間率) とその変動量を挙げ、3 次元動作解析装置と足圧測定装置を用いて定量的な測定を行った。なお、健常者と SCD 患者のデータの比較は t 検定を用い、有意水準 5% で評価を行った。

2.1 被験者

今回の被験者は健常者 (NC) 2 名; 男性 2 名 (NC1, NC2), SCD 患者 4 名; 男性 2 名 (SCD1, SCD2), 女性 2 名 (SCD3, SCD4) とした。SCD 患者は小脳性運動失調評価スケール (SARA) の合計点が 7 点以上、歩行の項目点数が 3 点の者とした (表 1)

Table 1 Subjects

	Male / Female	Age	Diagnosis
NC1	Male	22	-
NC2	Male	24	-
SCD1	Male	66	ADCA (unknown)
SCD2	Male	47	ADCA (SCA6)
SCD3	Female	53	Sporadic
SCD4	Female	58	ADCA (unknown)

2.2 測定方法

Helen Hays Marker Set に基づいたマーカを設定し、被験者に 6 m を 5 回直進歩行させた。下肢関節角度と体重心については、3 次元動作解析装置 (Kinema-HWCam, キッセイコムテック社製) と解析ソフト (EVaRT5.0, Motion Analysis 社製) 用い動作解析を行った。

時間的因子については足圧測定装置 (novel pedar-x system, novel) を用いて測定を行った。

2.3 解析方法

解析の際には定常歩行時の測定値を用い、右脚踵接地時から左脚足指離地 (以下 左右脚立脚期) を 0-100% (0% : 右脚踵接地時, 15 % 付近 : 左脚足指離地時, 43±1.5% : 左脚踵接地時, 57±2.7% : 右脚足指離地時, 88 % 付近 : 右脚踵接地時, 100% : 左脚足指離地時) として、時系列データとしてまとめた。なお、左脚足指離地時'は一つ前の左脚足指離地時を、右脚踵接地時'は一つ後の右脚踵接地時を意味する。

3. 結果

3.1 角度

体幹と大腿部の成す角度を股関節角度、大腿部と下腿部の成す角度を膝関節角度、下腿部と足部の成す角度を足関節角度と定義した (Fig.1)。図 1 の赤いベクトルから青いベクトルへ時計回りに動く角度を正とし、右脚踵接地時から左脚足指離地を 0-100% として時系列に従って角度変化をまとめた。

なお、今回は矢状面の関節角度の変化についてのみ述べる。

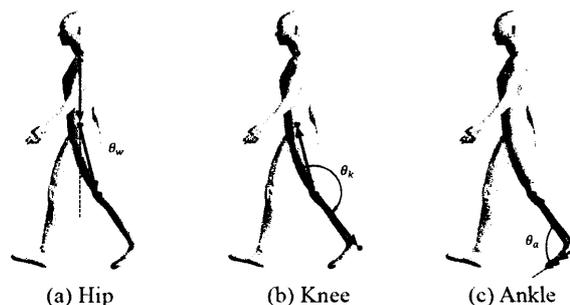


Fig.1 Definition of Angle

3.1.1 股関節

健常者 2 名, SCD 患者 4 名の股関節角度の変化を平均したものをそれぞれ図 2, 図 3 に示した. 健常者, SCD 患者共に左右の脚でタイミングはズレているものの, 同様の角度変化をしていた.

また, 股関節角度の最大値と最小値の差 (以下, 可動角度) を取ったところ, 健常者では平均 43°, SCD 患者では 30°であり, 健常者と SCD 患者での股関節可動角度には有意差は確認されなかった.

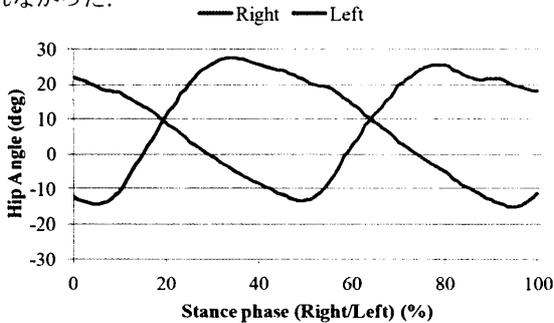


Fig.2 Hip Angle of NC

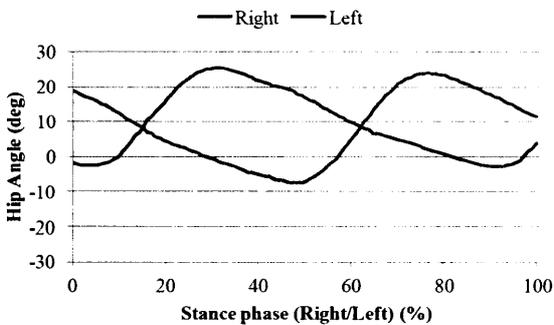


Fig.3 Hip Angle of SCD

3.1.2 膝関節

膝関節についても, 健常者 (図 4) と SCD 患者 (図 5) で同様の角度変化をしていた. この時の膝関節の可動角度を求めたところ, 健常者では平均 61°, SCD 患者では 45°となり, 有意差は確認されなかった. 次に, 右脚の膝関節角度について見てみると, 健常者では踵接地時である左右立脚期 0%後, 左脚足指離地時とされる左右立脚期 15%付近を境にやや膝関節角度が減少し, 再び増加するといった傾向が見られた. 左脚でも左右立脚期 43%付近, 57%付近で同様の傾向が見られた.

ここで, 健常者と SCD 患者で左右の脚で踵接地時から足指離地時にかけての膝関節角度の減少量を求め, 検定を行った. その結果, 健常者では踵接地時後に平均 16°, SCD 患者では 4.5°の角度変化があり, 有意差が確認された ($p < 0.01$) (図 6).

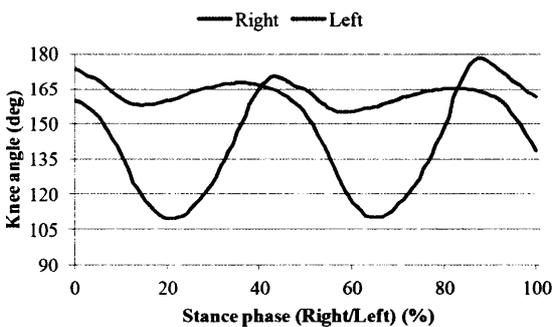


Fig.4 Knee Angle of NC

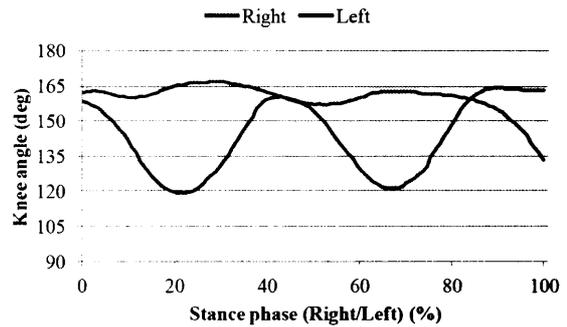


Fig.5 Knee Angle of SCD

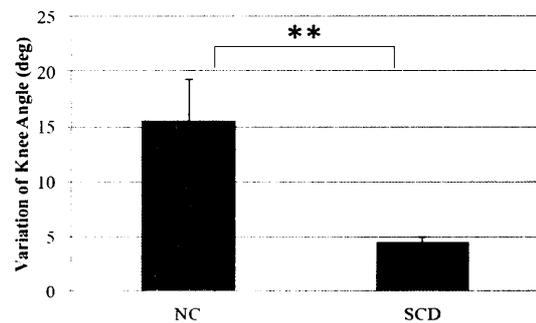


Fig.6 Variation of Knee Angle

3.1.3 足関節

足関節の可動角度を求めたところ, 健常者では平均 36°, SCD 患者では 19°となり, 有意差は見られなかった.

次に, 足関節の角度変化について見てみると, 健常者 (図 7) と SCD 患者 (図 8) とともに 2 度のピークを示す傾向が見られた. 1 度目のピークは足指離地時 (右脚: 左右立脚期 57%付近, 左脚, 左右立脚期 15%付近), 2 度目のピークは反対脚の足指離地時 (右脚: 左右立脚期 100%付近, 左脚では左右立脚期 57%付近) に起こっていた.

この 2 度のピーク値を求めたところ, 1 度目のピーク時は健常者では平均 112°, SCD 患者では 91°, 2 度目のピーク時には健常者では平均 104°, SCD 患者では 88°であった (図 9).

このことについて検定を行った結果, 1 度目のピーク時には有意差が確認されなかったが, 2 度目のピーク時には有意差が確認された ($p < 0.01$) (図 9).

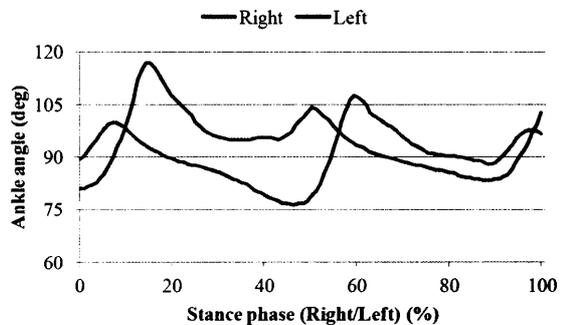


Fig.7 Ankle Angle of NC

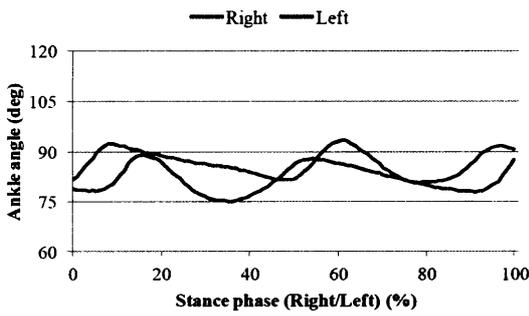


Fig.8 Ankle Angle of SCD

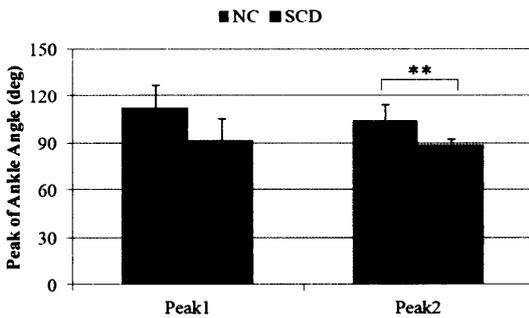


Fig.9 Ankle Angle of SCD

3.2 体重心

3.2.1 左右方向成分

前額面内での左右方向成分の重心 (COG) の変化は、健常者 (図 10) と SCD 患者 (図 11) 共に時間軸に対して正弦波のような動きを見せた。

この時の COG の振幅を求めたところ、健常者では平均 4.4 cm, SCD 患者では 7.6 cm であった (図 12) ($p < 0.05$)。これにより、左右方向成分については、健常者では COG の振れ幅が小さく、SCD 患者では大きい傾向があることが確認された。

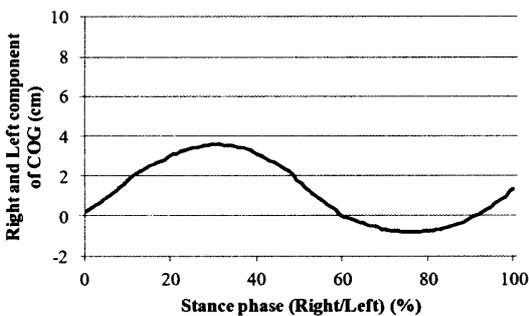


Fig.10 Right and Left component of COG of NC

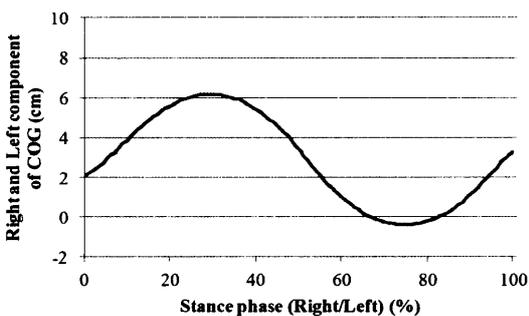


Fig.11 Right and Left component of COG of SCD

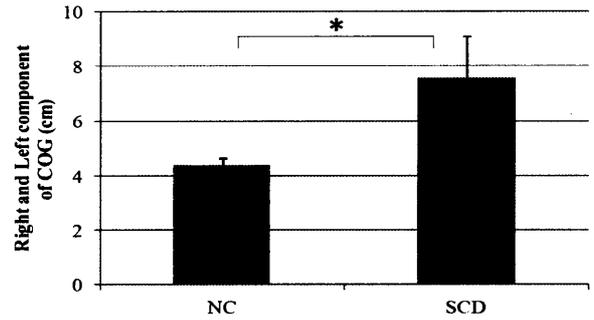


Fig.12 Variation of Right and Left component of COG

3.2.2 鉛直方向成分

矢状面内での鉛直方向成分の重心の変化は、健常者 (図 13) と SCD 患者 (図 14) 共に正弦波のような動きを見せたが、前額面内での左右方向成分は COG の増減が 1 度だったのに対し、鉛直方向成分では COG の増減が 2 度起こっていた。

しかし、この時の COG の振幅が健常者では平均 3.3 cm, SCD 患者では 1.9 cm であった ($p < 0.05$) (図 15)。このことから、鉛直方向成分については、健常者では COG の振幅が大きく、SCD 患者では小さい傾向があることが確認された。

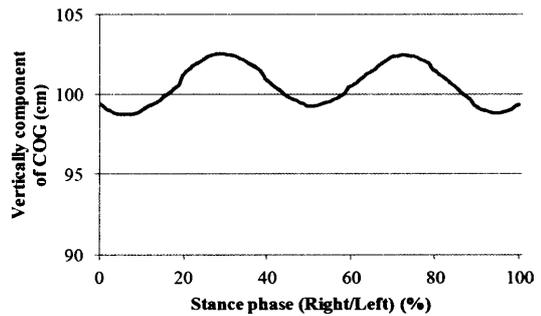


Fig.13 Vertically component of COG of NC

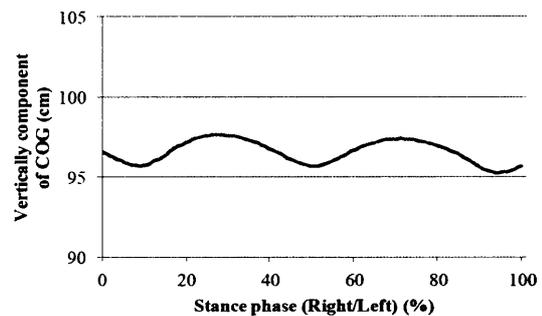


Fig.14 Vertically component of COG of SCD

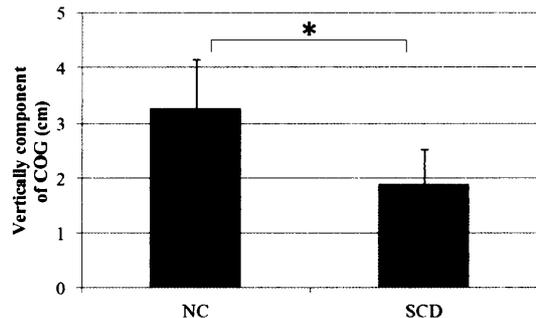


Fig.15 Variation of Vertically component of COG

3.3 時間的因子

まず、健常者と SCD 患者間では、立脚期時間、歩行周期、両脚支持期時間と両脚支持期時間率に有意差が確認されなかった。

次に、各時間的因子の変動量については両脚支持期時間率 (図 19) では有意差が確認されなかったが、立脚期時間、歩行周期、両脚支持期時間 (図 16-18) では有意差が確認された。

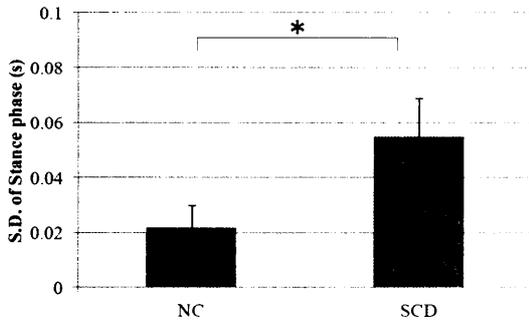


Fig. 16 S.D. of Stance phase

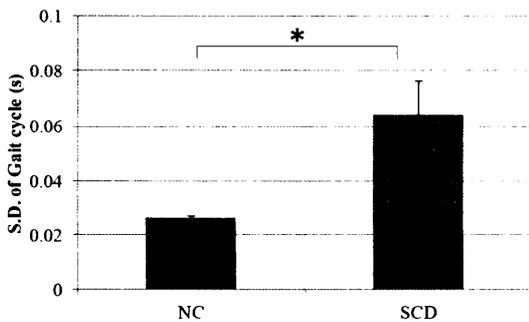


Fig. 17 S.D. of Gait cycle

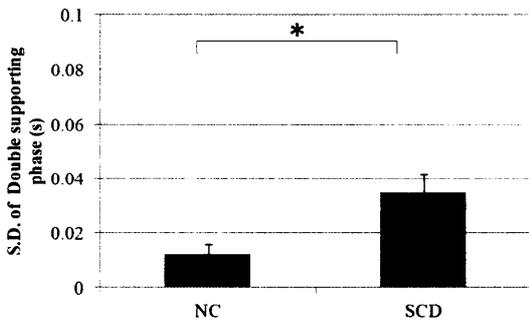


Fig. 18 S.D. of Double Supporting phase

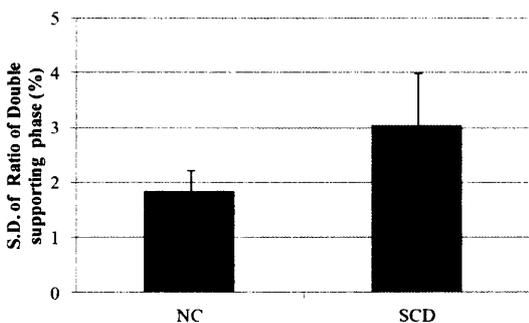


Fig. 19 S.D. of Rate of Double Supporting phase

4. 考察

下肢関節角度については、股関節角度よりも足指離地時の脚と反対側の脚の膝関節、足関節の角度変化に有意差が見られた (図 6, 図 9)。これより、膝関節については、両脚支持期から単脚支持期に移行した際に一時的に膝関節角度を減少させることで、鉛直方向成分の COG を下げてバランスを取っているのではないかと考えられる (図 13, 図 14)。

また、SCD 患者と健常者とで足指離地しようとしている脚と反対側の脚の足関節角度の増加に差が見られたことから、健常者では単脚支持期になる前に足関節の角度を増加させることでバランスを取ろうとしているのではないかと考えられる。

また、健常者に比べ、単脚支持期中の左右方向成分の COG が SCD 患者では大きいことから (図 12)、SCD 患者では単脚での体の支持がしっかり行えていないと推測される。

この理由として、SCD 患者では筋肉の調整 (制御) が単脚支持期に上手くできないことが挙げられる。

時間的因子については、立脚期時間、歩行周期、両脚支持期時間の変動量で有意差が確認された (図 16-18)。これは、立脚期時間のばらつきが大きいため歩行周期と両脚支持期時間にも有意差が生じたと考える。今回の結果からは分からないが、この原因も単脚支持期にしっかりと身体を支持できないまま次の 1 歩を踏み出すためではないかと推測される。

以上のことより、SCD 患者は足指離地時から踵接地時の COG の移行と単脚支持期時の体の支持が上手くできないため、前額面において左右方向の COG の振幅が大きくなるといった、ふらつきが目立つ歩行をするのではないかと考えられる。

以上のことを踏まえ、今後ロボティックウェアを用いて SCD 患者の歩行をサポートするための機構や制御を検討していく必要があると考える。

5. 結論

本研究では 3 次元動作解析装置と足圧測定装置を用いて、SCD 患者と健常者の歩行解析を行った。下肢関節角度、体重心、時間的因子について評価を行った結果、両脚支持期から単脚支持期に移行した際の一時的な膝関節角度の減少量と足関節角度の増加量、立脚期時間変動量で SCD 患者と健常者の歩行の差異を定量的に評価できるのではないかと考える。

今後これらのパラメータを基準に、ロボティックウェア装着時に安定な歩行ができていないかを確認できると考えられる。

文献

- [1] 月刊「難病と在宅ケア」編集、水澤英洋監修、"脊髄小脳変性症のすべて"
- [2] 張霞、橋本稔："神経振動子を用いたモーションアシストのための同調制御", 学位論文, 2007
- [3] 古澤英明、三富哲郎、萩野美恵子、長谷川一子、坂井文彦、古和久幸："脊髄小脳変性症患者の歩行分析—大型床反力板を用いた力学的・時間的因子の検討—", 北里医学 33 : pp.129-137, 2003.